Sociedad Cubana de Cardiología

Artículo original

Efecto de la magnificación del electrocardiograma para determinar la contribución de la teoría vectorial en la dispersión de los intervalos JT, T pico-final y de la onda T

Effect of electrocardiogram magnification on determining the contribution of vector theory to dispersion of the intervals JT, T peek-final and Twave

Dr. Fernando Rodríguez González[1], Dr. C. Raimundo Carmona Puerta[2], Dr. C. Elibet Chávez González[1], Dra. Elizabeth Lorenzo Martínez[2], Dr. Armando E Hernández Castellón[1], Dr. Juan M Cruz Elisundia[1], Dr. C. Elizabeth Alvarez-Guerra González[3], Dr. C. Marianela Ballesteros Hernández[3]

[1]Departamento de Electrofisiología y Estimulación Cardiaca. Hospital Provincial Universitario Cardiocentro "Ernesto Guevara". Villa Clara. Cuba.
[2]Universidad Católica del Cibao. República Dominicana.
[3]Universidad de Ciencias Médicas de Villa Clara, Cuba.

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Recibido: 04/09/2026
Aceptado: 08/09/2026

Conflictos de intereses:
Los autores declaran no tener conflictos de intereses.

Autor para correspondencia:
Dr. Fernando Rodríguez González
fernandocardiologo@gmail.com

Categoría del artículo:
Cardiología clínica y factores de riesgo

ISSN: 2078-7170
RNPS: 2235-145

Esta obra está bajo una licencia de creatives commons – CC BY-NC-ND 4.0

RESUMEN

Introducción: La ocurrencia de la dispersión del intervalo QT y sus índices asociados pueden explicarse por dos teorías, la local y la vectorial. Sin embargo, no hay acuerdo sobre cuál de estas teorías explica mejor la ocurrencia del fenómeno. Objetivo: Determinar la contribución de la teoría vectorial en el fenómeno de dispersión de los intervalos JT, T pico-final y de la onda T, en pacientes con corazones estructuralmente sanos, mediante el efecto de la magnificación digital del electrocardiograma de superficie. Diseño metodológico**:** Se realizó un estudio observacional, de corte transversal que incluyó 122 pacientes adultos seleccionados aleatoriamente, sometidos a estudio electrofisiológico. El análisis de la teoría vectorial fue estudiado mediante técnicas de magnificación electrocardiográfica. Resultados: Los registros electrocardiográficos basales se identificaron dentro del espectro de la normalidad. El incremento de los parámetros máximos, de los intervalos que estudian la repolarización ventricular, tras la magnificación del electrocardiograma fue discreto; mientras que el incremento de los parámetros mínimos fue considerable. Estos hallazgos son los determinantes del sustancial descenso de los registros de dispersión. La reducción de los parámetros de dispersión, desde sus medidas basales hasta la máxima magnificación permitida por el polígrafo, osciló entre un 65 % a un 67 %. Conclusiones: Mediante la magnificación digital de los intervalos que contienen a la repolarización ventricular, se contrajeron notablemente los valores de dispersión, lo cual demostró la participación principal de la teoría vectorial en la ocurrencia de la dispersión de los parámetros que estudian estrictamente la repolarización ventricular en corazones estructuralmente sanos.

Palabras clave: Dispersión electrocardiográfica; Teoría local y vectorial; Magnificación electrocardiográfica.

Abstract:

Introduction: The occurrence of QT interval dispersion and its associated indices may be explained by two theories: the local theo

ry and the vector theory. However, there is no consensus as to which of these theories best explains the occurrence of this phenomenon. Objective To determine the contribution of the vector theory to dispersion of the intervals JT, T peek-T ending and T wave in patients with structurally normal hearts, using digital magnification of the surface electrocardiogram. Methodological design: An observational, cross-sectional study was conducted involving 122 randomly selected adult patients undergoing electrophysiological study. The contribution of the vector theory was assessed using electrocardiographic magnification techniques. Results: Baseline electrocardiographic recordings were within the normal range. The increase in the maximum values of the parameters assessing ventricular repolarization following electrocardiographic signal amplification was modest, whereas the increase in the minimum values was considerable. These findings accounted for the substantial reduction in dispersion measurements. The reduction in dispersion parameters, from baseline measurements to the maximum magnification, permitted by the electrophysiological recording system, ranged from 65% to 67%. Conclusions: Digital magnification of the intervals encompassing ventricular repolarization markedly reduced dispersion values, demonstrating the predominant contribution of the vector theory to the occurrence to dispersion of repolarization parameters in structurally normal hearts.

Keywords: Electrocardiographic dispersion; Local and vectorial theory; Electrocardiographic magnification

INTRODUCCIÓN

En 1990, el grupo Campbell[1] describió un nuevo parámetro del electrocardiograma de superficie (ECG), con el propósito de poder obtener la heterogeneidad regional de la repolarización ventricular, sustentado en las diferencias interderivaciones de la duración del intervalo QT (iQT). A este parámetro se le denominó dispersión del iQT.

Los descriptores de este nuevo parámetro asumieron que las derivaciones del ECG de superficie al estar ubicadas en diferentes sitios del tórax tendrían la capacidad de registrar la actividad de distintas regiones miocárdicas y que, en consecuencia, la dispersión del iQT y sus índices asociados eran una medida casi directa de la heterogeneidad de la repolarización ventricular. La comunidad cardiológica acogió con agrado la propuesta debido a la simplicidad metodológica y el bajo costo. La posibilidad de solventar el problema de la información regional, de manera no invasiva en el ECG estándar, era necesaria.[1,2]

Desde su primera publicación, abundan en la literatura cardiológica centenares de artículos que informan sobre la dispersión del iQT en prácticamente todos los síndromes cardíacos, así como en muchas entidades no cardíacas. Sin embargo, se han expresado repetidamente dudas sobre la validez del concepto y la metodología de medición. Tras la aparición de estos parámetros electrocardiográficos y el subsecuente número de investigaciones relacionadas con el tema; el grupo Campbell[1] denominó de manera entusiasta a la dispersión del iQT como el Santo Grial para la prevención de la muerte súbita.[3]

Tras aproximadamente una década de constituir un parámetro de mucha atención en la comunidad científica, no estuvo exento de cuestionamientos como herramienta pronóstica, debido a sus resultados frustrantes obtenidos de amplios estudios multicéntricos. El espectro de posiciones se modificó desde investigadores que sostuvieron su aprobación entusiasta hasta veredictos que lo tipificaron como "la mayor falacia de la electrocardiografía en la década de 1990".[4,5]

A pesar de estar disponible la dispersión del iQT desde hace más de 30 años para uso clínico, aún no están definidos completamente los factores que dan lugar al mismo, por lo cual su esclarecimiento constituye un problema a resolver. Se proponen dos teorías principales para explicar el origen de este parámetro. La primera denominada como teoría local, se basa en la dispersión de la repolarización ventricular, con lo cual, este parámetro sería capaz de sustentar la heterogeneidad de la repolarización del miocardio ventricular a nivel regional o transmural. Las derivaciones del ECG, al estar dispuestas de forma tal que captan la actividad eléctrica del corazón desde 12 sitios distintos, podrían ser capaces de registrar iQT y sus índices asociados

de diferentes duraciones, según la zona ventricular explorada.[6]

La segunda tipificada como teoría vectorial, mucho menos estudiada como soporte fenomenológico de la dispersión de la repolarización, se basa en los principios básicos de la electrocardiografía vectorial, la cual consiste en la proyección de los vectores de despolarización más la repolarización ventricular.[7] Los investigadores que sustentan esta teoría argumentan que, sin despreciar la magnitud de un vector, mientras más paralela se encuentre su dirección respecto a un eje de coordenadas su proyección será de forma completa o casi completa sobre este. De manera tal, lo que para una derivación electrocardiográfica sería un complejo QRS y una onda T de voltajes máximos o casi máximos e inscritos en toda su duración sin que dejen de manifestarse partes de dicha onda. En el otro extremo, si un vector dado siguiera una dirección perpendicular respecto a un eje de coordenadas cualquiera, sería imposible su proyección sobre esta y el equivalente en el ECG lo constituye la falta de inscripción del vector en la derivación que representa a dicho eje de coordenadas.[7]

El objetivo de esta investigación es determinar la contribución de la teoría vectorial en el fenómeno de dispersión de los parámetros electrocardiográficos que contienen estrictamente a la repolarización ventricular, en pacientes con corazones estructuralmente sanos, mediante el efecto de la magnificación digital del electrocardiograma de superficie.

MÉTODO

Tipo de estudio

Se realizó un estudio observacional, de corte transversal, en el Hospital Universitario Cardiocentro "Ernesto Guevara" de la ciudad de Santa Clara, durante el periodo comprendido entre enero de 2022 a diciembre de 2025.

Población objeto de estudio

La población objeto de estudio estuvo conformada por 282 pacientes, con edades ≥ 18 años e indicación precisa de estudio electrofisiológico (EEF) invasivo durante el período de estudio referido anteriormente con el diagnóstico definitivo de taquicardia por reentrada intranodal (TRIN) y taquicardia ortodrómica (TO).

Muestra

La muestra quedó conformada por 122 pacientes de la población objeto de estudio tras la aplicación de los criterios de exclusión.

Criterios de exclusión

- Presencia de cardiopatía estructural demostrable mediante ecocardiografía transtorácica.
- Ausencia de ritmo sinusal en la primera etapa del EEF (etapa de preparación).
- ECG con al menos una derivación que hiciera imposible efectuar las mediciones del iQT e índices asociados, señales con ruido o dificultad para precisar el inicio o el final de los intervalos u ondas objeto de estudio.
- Evidencia de preexcitación ventricular previa o durante el EEF.

Metodología para la obtención de las variables

Las variables demográficas y epidemiológicas fueron obtenidas a partir de la historia clínica del paciente la cual se confeccionó al momento del ingreso hospitalario, con el empleo del interrogatorio y el examen físico. El diagnóstico electrofisiológico definitivo se obtuvo tras la realización del estudio electrofisiológico.

Los registros electrocardiográficos de interés investigativo fueron aquellos grabados al comienzo del estudio electrofisiológico. Las mensuraciones del intervalo JT (iJT), intervalo T pico-final (iTp-f) y de la onda T, excepto los parámetros de magnificación, cumplieron el requisito triple de haber sido obtenidas con una velocidad de barrido de 50 milímetros por segundo, amplitud de 20 milímetros por milivoltios y magnificación de 10x.

La obtención de los parámetros de magnificación electrocardiográfica se efectuó mediante el *software* EP TRACER V1.10 de igual fabricante que el polígrafo de registro. A través del uso de la herramienta SGAIN se magnificaron los registros electrocardiográficos hasta 80x y 160x, con una velocidad de barrido de 150 mm/s.

Las mediciones fueron realizadas de manera independiente por dos electrofisiólogos expertos, cegados a los datos. Cada experto realizó 3 mediciones de cada parámetro, las cuales se promediaron y posteriormente se obtuvo la media de los valores de ambos.

Procesamiento y análisis de la información

Los datos de la muestra fueron introducidos en libros creados en Microsoft Excel y luego trasladados en forma de una base de datos única a un formato compatible al lenguaje de programación Python versión 3.12.13.

El primer paso fue evaluar la normalidad de los datos cuantitativos. Se utilizó la prueba no paramétrica de Kolmogorov-Smirnov.[8] Sus resultados evidenciaron que los datos no se ajustaban a una distribución normal; por lo que, en la descripción de estas variables, se mostraron las medianas e intervalos intercuartílicos. Las variables cualitativas se presentaron en tablas de contingencia, con frecuencias absolutas y relativas.

Posteriormente, se segregó la muestra en dos grupos independientes bien diferenciados, según su diagnóstico electrofisiológico, ya fuese TRIN o TO. Para comparar las variables conti-

nuas se aplicó la prueba no paramétrica U de Mann-Whitney.[9] Ante la ausencia de normalidad en los datos. La determinación de asociación entre variables categóricas nominales se efectuó mediante la prueba Chi cuadrado.[10]

Se evaluó el impacto de la magnificación digital en tres niveles secuenciales, con el análisis del mismo ECG para cada paciente. Dado que se mensuró el iQT y sus índices asociados en el mismo sujeto a 10x, 80x y 160x, los datos ya no eran independientes, se configuró un escenario de muestras relacionadas o medidas repetidas. Al tratarse de tres momentos de medición en variables que no se ajustaban a una distribución normal, la prueba seleccionada fue el test de Friedman.[11] Se tuvo en cuenta que este módulo posee la arquitectura lógica para rastrear la evolución de un mismo paciente a lo largo de múltiples evaluaciones continuas, el cual funciona como la alternativa no paramétrica indispensable para evaluar si el factor de aumento digital modificaba de forma global las lecturas del intervalo.

Una vez que la prueba de Friedman[11] confirmó la existencia de diferencias globales, se localizó entre qué aumentos específicos se producían los cambios. Para el análisis de comparaciones por pares se recurrió a la prueba de rangos con signo de Wilcoxon,[12] que contrasta los cambios de posición de una variable relacionada en dos momentos distintos. Sin embargo, al estar bien reconocido, que al realizar múltiples comparaciones sobre los mismos datos se incrementa el riesgo de cometer un error tipo I o falso positivo, se aplicó de forma estricta la corrección de Bonferroni.[13]

Para todas las pruebas de hipótesis se prefijó un valor de significación alfa de 0,05 para la toma de la decisión estadística. Ante valores de $p>0,05$ se consideraron no significativos y de $p\leq0,05$ se consideraron significativos. Los resultados se mostraron en tablas y figuras estadísticas.

RESULTADOS

En cuanto al diagnóstico electrofisiológico de la casuística, predominó la TRIN, con 71 pacientes para el 58,5 %. La mediana de la totalidad de la muestra se determinó en 45,5 años. El grupo más longevo estuvo representado por los pacientes con el diagnóstico de TRIN con 50,0 [25,5-58,0] años. La mediana de los pacientes con el sustrato arrítmico de TO se precisó en 41,0 [23,0-58,0] años sin significación estadística entre los diferentes grupos diagnósticos (p=0,612). El sexo femenino tuvo mayor representación tanto de forma general (59,0 %) como en el grupo de pacientes con el diagnóstico de TRIN (78,9 %). La proporción se invirtió para la TO con 35 (68,6 %) hombres, lo que dio lugar a una significación estadística (p=0.000). En cuanto al color de la piel prevaleció el blanco, sin demostrarse asociación estadística entre el color de la piel y el tipo de sustrato arrítmico. Todas estas variables y sus resultados se aprecian en la tabla 1.

Aproximadamente, las dos terceras partes de la casuística se tipificaron como adultos sanos (tabla 1). Las comorbilidades identificadas en los casos fueron, la hipertensión arterial, la diabetes *mellitus* y el asma bronquial. La de más amplia prevalencia fue la hipertensión arterial en el 23 %, sin asociación con el sustrato arritmogénico (p=0,407).

Para efectuar un análisis del fenómeno de la repolarización ventricular sin tener en cuenta a la despolarización, se procedió al análisis del intervalo JT (iJT). Obsérvese en la tabla 2 que dicho intervalo máximo estuvo enmarcado en el rango de 276,0 [246,0-288,0] ms en el grupo con diagnóstico de TRIN y de 282,0 [240,0-306,0] ms en los pacientes con TO. La mediana en la totalidad de los participantes en el estudio se precisó en 276 ms, sin asociación estadística significativa entre los tipos de taquicardias (p=0,483).

El cálculo obtenido de la mediana del iJT mínimo en la totalidad de los casos fue de 234 ms. Los pacientes con diagnóstico de TRIN reflejaron un valor muy similar 234,0 [210,0-248,0] ms mientras que los pacientes con el antecedente de TO exhibieron cifras discretamente superiores 240,0 [204,0-258,0] ms sin evidenciar significación estadística (p=0,821). Se obtuvo la dispersión del iJT de la diferencia entre el iJT máximo y el iJT mínimo. La mediana tanto en la casuística de forma general como entre los grupos diagnósticos se estimó en 36 ms (p=0,128).

Está muy bien reconocido que el intervalo T pico-Tfinal (iTp-f) traduce la heterogeneidad transmural de la repolarización. Los valores máximos en 90 ms, los mínimos en 60 ms y los de dispersión en 30 ms en la totalidad de los individuos fueron muy similares entre los diferentes diagnósticos definitivos, sin mostrar diferencias estadísticas significativas en los tres parámetros de interés. También ilustrado en la tabla 2.

La onda T representa la resultante de la repolarización ventricular, se analizaron sus parámetros basales de forma análoga a los restantes índices. Sus valores máximos, mínimos y de dispersión en la totalidad de la muestra fueron: 180 ms, 145 ms y 34 ms respectivamente. No se constatron diferencias estadísticamente significativas para estos pará metros según los diagnósticos estudiados.

Tabla 1. Características de los pacientes estudiados en la totalidad de la casuística y según su diagnóstico electrofisiológico

Variables	Total de pacientes n = 122	Diagnóstico electrofisiológico		Valor de p*
		TRIN n = 71 (58,2)	TO n = 51 (41,8)	
Edad	45,5 [23,2-58,0]	50,0 [25,5-58,0]	41,0 [23,0-58,0]	0,612
Sexo				
Femenino	72 (59,0)	56 (78,9)	16 (31,4)	0,000
Masculino	50 (41,0)	15 (21,1)	35 (68,6)	
Color de la piel				
Blancos	105 (86,1)	60 (84,5)	45 (88,2)	0,748
No blancos	17 (13,9)	11 (15,5)	6 (11,8)	
Antecedentes patológicos personales				
AS	80 (65,6)	49 (69,0)	31 (60,8)	0,407
HTA	28 (23,0)	13 (18,3)	15 (29,4)	
DM	5 (4,1)	4 (5,6)	1 (2,0)	
AB	9 (7,4)	5 (7,0)	4 (7,8)	

***Significación de la la prueba U de Mann-Whitney y de chi cuadrado según corresponda al tipo de variable.**
Los valores se presentan como mediana [intervalo intercuartílico] o número (%).
TRIN: taquicardia por reentrada intranodal; TO: taquicardia ortodrómica; AS: adulto sano; HTA: hipertensión arterial; DM: diabetes *mellitus*; AB: asma bronquial.
Fuente: Historia clínica individual

Tabla 2. Parámetros básicos del intervalo QT e índices asociados en la totalidad de los pacientes según su diagnóstico electrofisiológico

Variables	Total de pacientes n = 122	Diagnóstico electrofisiológico		Valor de p*
		TRIN n = 71	TO n = 51	
JTmax	276,0 [246,0-290,0]	276,0 [246,0-288,0]	282,0 [240,0-306,0]	0,483
JTmin	234,0 [210,0-254,8]	234,0 [210,0-248,0]	240,0 [204,0-258,0]	0,821
JTdis	36,0 [30,0-44,0]	36,0 [26,0-42,0]	36,0 [30,0-48,0]	0,128
Tmax	180,0 [163,2-195,5]	176,0 [162,2-192,0]	180,0 [168,0-204,0]	0,143
Tmin	145,0 [132,0-164,0]	144,0 [126,0-160,0]	150,0 [136,0-168,0]	0,164
Tdis	34,0 [26,0-42,0]	32,0 [27,0-41,0]	36,0 [24,0-42,0]	0,474
Tp-fmax	90,0 [78,0-96,0]	88,0 [78,0-96,0]	90,0 [82,0-98,0]	0,119
Tp-fmin	60,0 [50,0-66,0]	60,0 [50,0-66,0]	60,0 [54,0-66,0]	0,392
Tp-fdis	30,0 [24,0-36,0]	30,0 [24,0-36,0]	30,0 [26,0-41,0]	0,070

***Significación de la la prueba U de Mann-Whitney.**
Los valores se presentan como mediana [intervalo intercuartílico].
TRIN: taquicardia por reentrada intranodal; TO: taquicardia ortodrómica; JTmax: intervalo JT máximo; JTmin: intervalo JT mínimo; JTdis dispersión del intervalo JT; Tmax: duración máxima de la onda T; T min: Duración mínima de la onda T; Tdis: dispersión de la onda T; Tp-fmax: intervalo T pico-T final máximo; Tp-fmin: intervalo T pico-T final mínimo; Tp-fdis: dispersión del intervalo T pico-T final.
Fuente: Registros de electrogramas. Departamento de Electrofisiología.

La figura 1 ilustra el efecto de la magnificación de las señales del iJT. Se constató un incremento discreto de la duración del iJT tras su magnificación, sin significación estadística. El iJT mínimo desde su mediana basal hasta 80x se incrementó en 23 ms, con significación estadística. La magnificación a 160x determinó un incremento superior del iJT mínimo a 265 ms, en este caso con significación al comparar entre ambas magnificaciones y tras la comparación entre grupos.

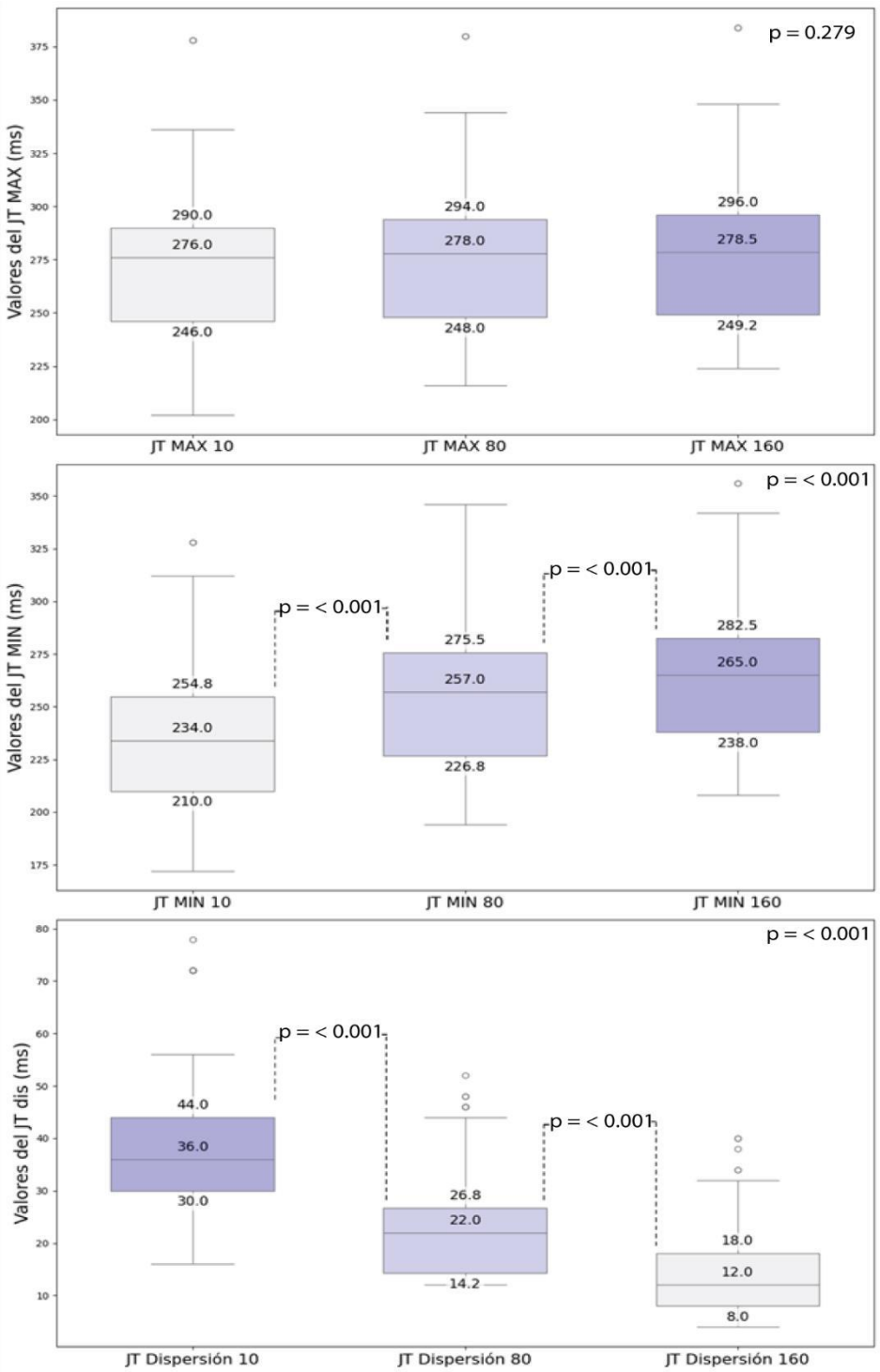


Figura 1. Duración de los parámetros básicos del intervalo JT a la medida básica y con magnificación de 80x y 160x

Leyenda: W de Kendall = 1

ms: milisegundos; JT max 10, JT min 10, QT dis 10: medidas basales del intervalo JT max 80, JT min 80 y JT dis 80: magnificación a 80x de las variables JT max 10, JT min 10 y JT dis 10; JT max160, JT min160 y JT dis160: magnificación a 160x de las variables JT max 10, JT min 10 y JT dis 10.

Fuente: Registros de electrogramas. Departamento de electrofisiología.

El cálculo de la dispersión del iJT basal se estimó en 36,0 [30,0-44,0] ms para la totalidad de los individuos. El resultado de la magnificación a 80x redujo su valor a 22,0 [14,2-26,8] ms, mientras que a 160x se contrajo hasta 12,0 [8,0-18,0] ms, con significación estadística en general (p<0,001) y de igual resultado tras la comparación entre los sucesivos grupos, con un efecto reconocido como máximo (W de Kendall = 1).

Se procedió de manera similar para el resto de los parámetros del electrocardiograma que es-

tudian la repolarización ventricular. El iTp-f contiene la fase final de la repolarización ventricular. La figura 2 expone los resultados de la amplificación de las señales de este parámetro. La magnificación de los registros máximos presentó significación estadística que puede ser reconocida como marginal (p=0,003). Se registró un valor basal máximo de 90,0 [78,0-96,0] ms en la totalidad de la casuística. Tras su magnificación a 80x se constató un incremento de 2 ms con respecto al basal en la totalidad de la muestra y de aproximadamente 1,5 ms tras la amplificación a 160x.

Para el iTp-f mínimo se procedió con una metódica similar, con valores en los tres rangos de análisis de 60,0 [50,0-66,0] ms, de 73,5 [66,0-82,8] ms y de 80,0 [74.0-90.0] ms, respectivamente, con un incremento en 20 ms desde su valor basal hasta la máxima magnificación (p<0,001). En la totalidad de individuos los valores basales de dispersión de este parámetro, y tras las magnificaciones a 80x y 160x se estimaron en 30,0 [24,0-36,0] ms, 18,5 [14,0-24,0] ms, y 12,0 [9,0-16,0] ms respectivamente (p<0,001). El efecto de la amplificación de este parámetro se determinó como máximo (W de Kendall = 1).

La onda T es la traducción gráfica de la resultante vectorial de la repolarización ventricular en el electrocardiograma de superficie. Se analizaron sus valores basales y luego de su amplificación con el mismo protocolo que en los intervalos anteriores. En la figura 3 se aprecia que la onda T máxima basal se fijó en 180 ms en la totalidad de los individuos de la muestra, tras su magnificación a 80x, el valor obtenido fue de 184 ms. El aumento de la mediana luego de la magnificación a 160x fue más discreto aún. No se mostró significación estadística.

La mediana de la onda T mínima basal se precisó en 145 ms, el incremento de este parámetro tras su magnificación a 80x fue más pronunciado que para la máxima. Obsérvese que para 80x se había amplificado hasta 164 ms en tanto para 160x llegó a 172 ms, lo que resulta en 47 ms de amplificación, además de presentar significación estadística.

Se realizó el cálculo de la dispersión de la onda T basal y se obtuvo un valor de 34 ms, el cual se redujo a 20 ms tras la magnificación a 80x, por lo que se redujo en 14 ms, pero luego de la magnificación a 160x la reducción fue en 22 ms respecto al valor basal. Este resultado mostró diferencias estadísticamente significativas y con efecto máximo según el estadígrafo W. de Kendall.

DISCUSIÓN:

En centros especializados la TRIN es el sustrato arrítmico más prevalente (con excepción de la fibrilación atrial) seguido de la TO.[14,15] La TRIN tiende a manifestarse en la edad media, después de los 40 años, incrementándose con la edad. La TO se presenta desde la infancia o la adolescencia, con una prevalencia superior a la TRIN en adultos jóvenes. La proporción de la TO tiende a decrecer con la edad, fenómeno opuesto a la TRIN.[16] La composición de la muestra de esta investigación refleja fielmente las características epidemiológicas de las dos entidades nosológicas estudiadas.

El sexo femenino estuvo más representado en el estudio realizado. Las guías para el manejo de pacientes con taquicardias supraventriculares de la Sociedad Europea de Cardiología señalan que la proporción entre los sexos para la TRIN es de 70:30 a favor de las mujeres y se invierte con una razón de 45:55 en el caso de la TO.[17]

La bibliografía especializada no reporta relación entre el color de la piel y los tipos de sustratos arrítmicos que forman parte del estudio. La forma en que se distribuye esta variable en la muestra analizada guarda más bien relación con la distribución de habitantes según el color de la piel en Cuba, y específicamente en las provincias centrales, que son las de mayor afluencia al Hospital Provincial Universitario Cardiocentro "Ernesto Guevara", de Santa Clara.[18]

El diagnóstico de hipertensión arterial se incrementa con la edad y la prevalencia oscila entre un 25 % a un 30 % en poblaciones de bajos o medianos ingresos para grupos etarios similares.[19] La diabetes *mellitus* prevaleció en el 4,1 % del estudio y el asma bronquial en el 7,4 % de la totalidad de los individuos. La prevalencia de estas dos enfermedades crónicas no trasmisibles en la casuística se corresponde con los registros mundiales más actualizados sobre la temática.[20-21]

En las mediciones electrocardiográficas, se hace difícil a veces la determinación del final de la onda T, que puede conducir a errores ya que la dispersión es en valores pequeños. Esto deriva en que un pequeño error en la medición de cualquiera de estos parámetros magnifica el error en los valores de dispersión. El incremento en la velocidad de registro puede resultar en la obtención del final de la onda T más ambiguo, cuando no se acompaña en un aumento en la ganancia.[22]

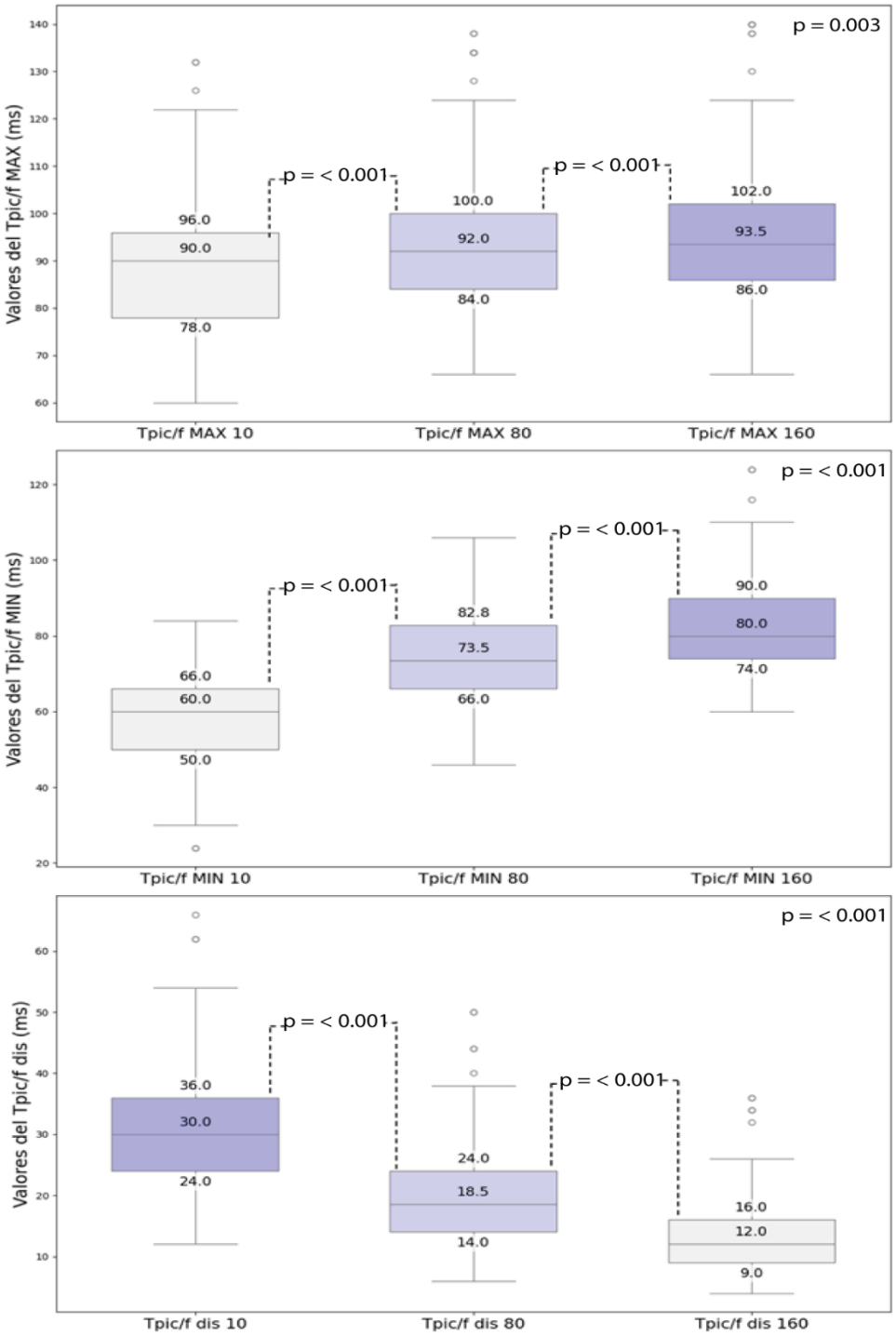


Figura 2. Duración de los parámetros básicos del intervalo T pico-final a la medida básica y con magnificación de 80x y 160x

Leyenda: W de Kendall = 1

ms: milisegundos; T pic/f max 10, T pic/f min 10, Tpic/fdis 10: medidas basales del intervalo T pico-final máximo, mínimo y su dispersión; T pic/f max 80, T pic/f min 80 y T pic/f dis 80: magnificación a 80x de las variables T pic/f max 10, T pic/f min 10 y T pic/f dis 10; T pic/f max 160, T pic/f min 160 y T pic/f dis 160: magnificación a 160x de las variables T pic/f max 10, T pic/f min 10 y T pic/f dis 10.

Fuente: Registro de electrogramas. Departamento de Electrofisiología.

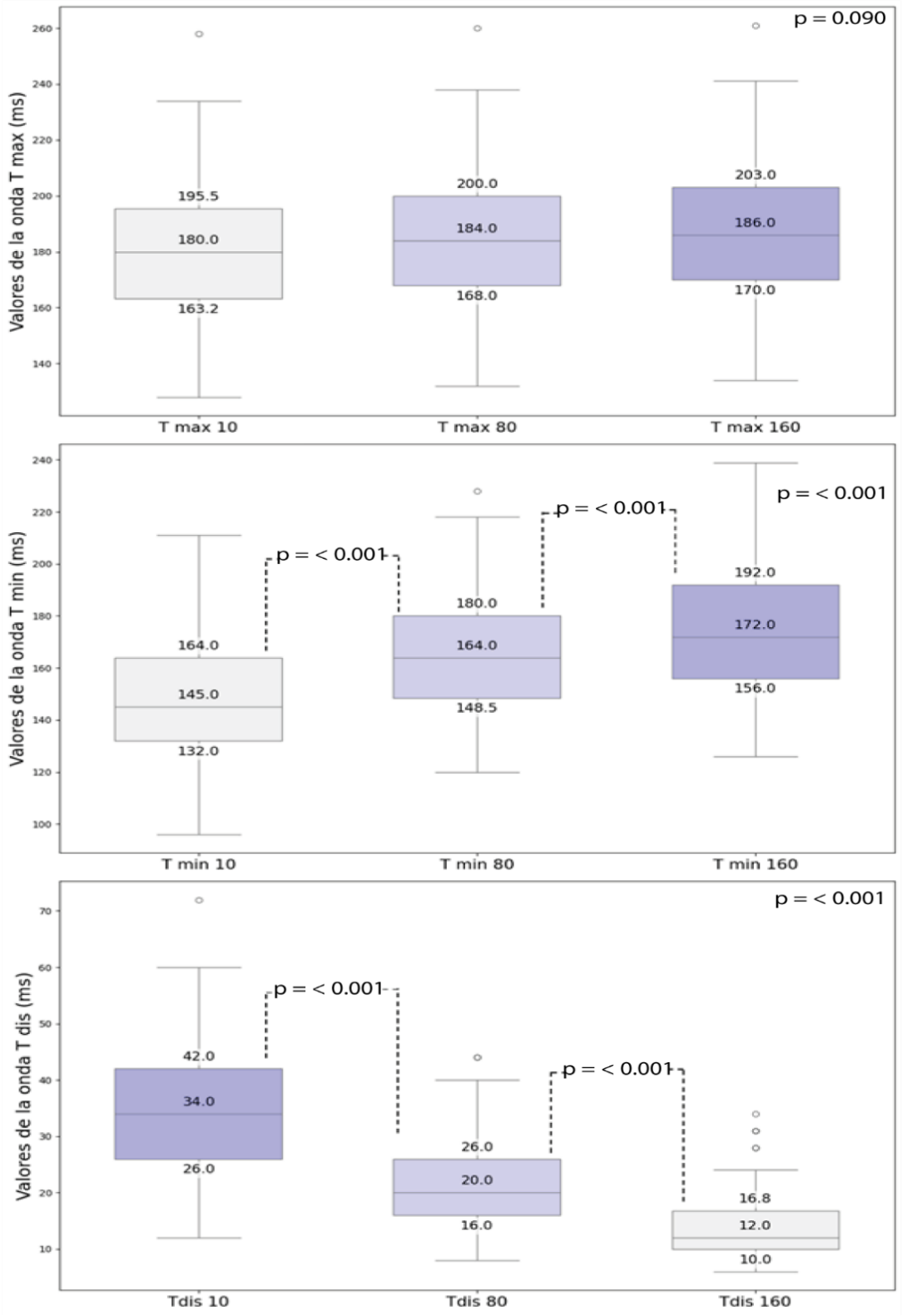


Figura 3 Duración de los parámetros básicos de la onda T a la medida básica y con magnificación de 80x y 160x

Leyenda: W de Kendall = 1

ms: milisegundos; Tmax 10, Tmin 10, Tdis 10: medidas basales de la onda T máximo, mínimo y su dispersión; Tmax 80, Tmin 80 y Tdis 80: magnificación a 80x de las variables Tmax 10, Tmin 10 y Tdis 10; Tmax 160, Tmin 160 y Tdis 160: magnificación a 160x de las variables Tmax 10, Tmin 10 y Tdis 10.

Fuente: Registros de electrogramas. Departamento de Electrofisiología.

Al efectuar una revisión de las investigaciones relacionadas con el tema, se revela un amplio margen de valores de estos parámetros, sin evidenciar una tendencia a establecer parámetros de referencia. Algunos estudios exponen como límite máximo de la normalidad en un valor de 65 ms en sujetos normales, sin exponer diferencias significativas entre géneros o la edad para la dispersión del intervalo QT, el cual contiene al resto de los parámetros.[23]

El iJT refleja exclusivamente la repolarización ventricular, mientras que el iQT incluye también la duración del QRS. Por eso, en pacientes con QRS ancho (bloqueos de rama, hipertrofia ventricular, marcapasos), el iJT es más fiable. El rango de valores considerado como normal se encuentra entre 250-360 ms, aunque los valores más precisos están ajustados tras la corrección por la frecuencia cardiaca, de forma similar al iQTc (320-380 ms).[24]

Los valores normales propuestos para la dispersión del iJT en sujetos sanos suelen estar entre 20 y 40 ms; cifras superiores a 60 ms se consideran anormales y se asocian con mayor riesgo arrítmico. En la práctica clínica, un límite menor e igual a 60 ms se acepta como máximo normal, mientras que mayores de 100 ms es claramente patológico.[24]

El iTp-f generalmente se considera normal cuando es menor de 100 ms en adultos, aunque algunos estudios sugieren que valores menores a 80 o 90 ms son más típicos en personas sanas. Este intervalo se ha asociado con el riesgo de arritmias ventriculares, especialmente cuando está prolongado (iTp-f > 100 ms).

El valor normal de la duración de la onda T en un electrocardiograma varía según la frecuencia cardiaca, pero en general se considera normal entre 150 y 250 ms en adultos. En cuanto a su relación con el iQT, la onda T suele representar aproximadamente del 30 al 40 % de su duración total.[7]

Se evidenció en los gráficos de cajas y bigotes que los valores de dispersión de la repolarización se contraen sustancialmente tras la magnificación de las señales. Carmona y cols.[25] analizaron el efecto de la magnificación de las señales sobre la dispersión del complejo QRS (contenido en el iQT) en una casuística similar a la presente investigación. En su investigación, los autores identificaron un incremento muy superior de los QRS mínimos con respecto al QRS máximo que derivó en una reducción de la dispersión del QRS, desde sus valores basales hasta un rango de magnificación de 160x, de 26 veces ($p < 0,001$). El argumento de que la dispersión del complejo QRS era el reflejo del grado de disincronía de la despolarización ventricular perdió terreno con esta investigación. El estudio concluyó que el mejor argumento al origen de la dispersión del QRS es la proyección desigual del vector de despolarización ventricular en los diferentes ejes de las derivaciones.

El grupo de investigadores del Departamento de Electrofisiología del Hospital Provincial Universitario Cardiocentro de Villa Clara, mediante la misma metódica, estudió el efecto de la amplificación digital del ECG en la despolarización atrial. La mediana de la dispersión de la onda P se contrajo aproximadamente siete veces cuando la onda P se magnificó a 80x y 12 veces tras el incremento a 160x. En el 25 % de los pacientes el valor de dispersión se igualó a cero ($p<0,001$).[26] Estos resultados confirman el sustento vectorial en la explicación de los fenómenos de dispersión en el ECG.

Se realizó un estudio en el Freeman Hospital[27] con el propósito de determinar cómo la medición manual del iQT estaba influenciada por la velocidad del papel de registro, la ganancia y el ruido debido a la presencia de miopotenciales musculoesqueléticos. Los registros electrocardiográficos se obtuvieron a diferentes velocidades y ganancias, desde 50 mm/s y 5 mm/mV hasta 100 mm/s y 25 mm/mV. La presencia de ruido no evidenció diferencias significativas para la obtención de las mensuraciones entre los diferentes ejecutores del proceso. Se presentaron significativas diferencias entre las mediciones a diferentes velocidades con una prolongación de 11 ms de 50 a 100 mm/ms ($p<0,001$) y otros 16 ms añadidos entre 25 y 50 mm/ms ($p<0,001$). La ganancia del trazado mostró cambios significativos con un incremento de 8 ms entre los registros obtenidos entre 5 y 10 mm/mV ($p<0,005$). Tras el aumento de la ganancia entre 10 y 15 mm/mV se tradujo en un incremento de 5 ms.

La investigación del Freeman Hospital[27] no identificó la naturaleza vectorial de sus resultados. En su lugar se les dio un enfoque netamente tecnológico a los hallazgos, al afirmar que al aumentar la ganancia y la velocidad del trazado aumenta la precisión de la medición del iQT. En el contexto de la investigación en curso que pretende esclarecer la posible fuente de origen de la dispersión del iQT, este enfoque técnico crea más dudas que certeza. La falta de visualización de las porciones ocultas del iQT que ocurren en un ECG estándar con velocidad de barrido en 25 mm/s y amplitud de 10 mm/mV, es consecuencia de la teoría de vectores.

Desde el punto de vista del equipo de investigación, la tecnología moderna, empleada para poner al descubierto dichas porciones ocultas de la onda T solo constituye el método que permite probar la validez de la teoría en cuestión. Estos datos consolidan las modernas técnicas de magnificación electrocardiográfica co-

mo el camino correcto para analizar estos parámetros con precisión.

Un análisis conjunto de los tres parámetros electrocardiográficos sujetos a magnificación evidencia que la tendencia de los valores máximos es a exhibir aumentos discretos tras su magnificación. Esta característica puede ser fundamentada a través de los principios básicos de la electrocardiografía. Cuando los vectores de un fenómeno electrofisiológico miocárdico discurren paralelamente o en un ángulo muy cerrado con respecto al eje de una derivación, estos podrán inscribirse con su total magnitud o en un valor muy cercano al valor real y expresarse con sustancial fidelidad desde los registros electrocardiográficos basales. Estas derivaciones contendrían los parámetros máximos.[28]

En todos los intervalos electrocardiográficos estudiados, el incremento de los parámetros mínimos fue significativamente superior a los máximos tras las magnificaciones (entre 25 a 30 ms desde sus valores basales hasta 160x). Los valores mínimos se registran en las derivaciones perpendiculares al eje eléctrico promedio, según las leyes básicas de la electrocardiografía.

De acuerdo con los principios físicos de la vectorcardiografía, si un vector discurre perpendicularmente al eje eléctrico de una derivación, su inscripción en esta será isoeléctrica, isodifásica o de muy escasa magnitud. Si a este efecto se le añade que los inicios y culminaciones, tanto de las despolarizaciones como las repolarizaciones miocárdicas, presentan escasa magnitud puede traer como consecuencia la falta de inscripción en las derivaciones correspondientes solo discernibles tras la magnificación de sus registros.[7,28]

El trasfondo matemático a este postulado pudiese interpretarse como: la inscripción de un vector en el eje de una derivación es igual a la magnitud total del resultante vectorial, multiplicado por el coseno del ángulo comprendido entre el vector y el eje de la derivación. Las situaciones extremas se presentarían cuando el vector discurre paralelo al eje de una derivación (el coseno de 0^{o} es igual a uno) y, por tanto, la magnitud del vector se inscribe en su totalidad en el eje de la derivación. En el otro extremo estaría la proyección perpendicular de un vector en el eje de una derivación (el coseno de 90^{o} es cero), con ausencia de inscripción gráfica.

Tras la magnificación de las señales, el efecto sobre los valores de dispersión fue proporcional entre los parámetros electrocardiográficos de interés. Rodríguez-González *et al*,[28] en la propia casuística identificó una mayor reducción de la dispersión del iQT de 27,5 ms desde su valor basal hasta su máxima amplificación. El argumento a este hallazgo está sustentado en el reconocimiento de que este experimenta dos momentos extremos, el inicio de la despolarización ventricular y el final de la repolarización ventricular. Como se enfatizó previamente, estos momentos contienen vectores de escasa magnitud difíciles de discernir cuando no discurren paralelamente al eje de una derivación.[28]

El final de la onda T es un punto en común tanto para el iQT como para la totalidad de los parámetros circunscritos al estudio de la repolarización. El iQT está afectado además por la despolarización ventricular, por lo que es expectante que sus rangos de dispersión sean más prominentes, así como más sustancial el efecto de su reducción tras la magnificación.

Aunque el iJT tiene en cuenta el inicio de la repolarización ventricular, este presenta características distintivas. El comienzo del iJT (segmento ST) coincide con la fase 2 del PA, un período de elevada conductancia de la membrana celular a los iones. La traducción en el ECG es una línea isoeléctrica sin modificaciones significativas tras su magnificación. El punto J está más determinado por el final de la despolarización que por el comienzo de la repolarización ventricular.[7]

El Tp-f es un parámetro que traduce una elevada precisión para la obtención de su valor inicial en ECG sin alteraciones manifiestas de la repolarización ventricular. El pico de la onda T coincide con el final de la repolarización de las células epicárdicas y no experimenta cambios de consideración tras la amplificación de la señal del ECG, sobre todo cuando el nadir de la onda presenta un ángulo agudo y un pico bien definido.[7]

El incremento considerable de los parámetros mínimos, de los intervalos, tras la magnificación del ECG fue el principal determinante del sustancial descenso de los registros de dispersión. La reducción de este parámetro desde sus medidas basales hasta la máxima magnificación permitida por el polígrafo osciló entre un 65 % a un 67 %, resultado que respalda inequívocamente a la teoría vectorial como el sustrato fenomenológico fundamental de la dispersión de la repolarización en el contexto de estudio.

Las diferencias entre derivaciones en el iQT medido están determinadas altamente por la morfología del asa vectorial de la onda T y por la proyección del vector de la onda T terminal sobre cada derivación. Por un lado, se obtienen valores de iQT prolongados, cuando el vector de la onda T terminal está en la dirección del eje del vector de la derivación, por otro, valores de QT cortos, cuando el ángulo es cercano a 90°. El hecho de que solo dos de las seis derivaciones de las extremidades tengan componentes de señal independientes implica que solo un par

de diferencias puede ser una medida válida de QTdis y de los parámetros contenidos en él.[29]
Es erróneo asumir que el final de la onda T en una derivación dada esté directamente relacionado con las duraciones del PA en alguna región correspondiente del corazón. Al final del ciclo cardíaco, cuando las últimas células miocárdicas terminan su repolarización, el campo eléctrico generado por estas últimas fuentes activas se extiende por todo el tronco y es captado por cada electrodo que se coloque en el cuerpo. En todos los puntos de colocación de los electrodos, los potenciales de repolarización deben tener, por lo tanto, prácticamente la misma duración. Esto es consecuencia de la teoría básica del campo eléctrico.[30]
Una única imagen como el asa vectorial de la repolarización no puede generar dispersión. Cualquier proyección del asa en una derivación trae consigo la pérdida de parte de la información, de modo que observar su dispersión en diversas proyecciones puede ser simplemente una forma de caracterizar la información perdida.[30] Cada vez que el sentido del vector discurre perpendicularmente a un eje o plano, sus proyecciones se vuelven nulas, como si la actividad eléctrica hubiese desaparecido.
En el ECG de superficie no se puede medir el potencial de los electrodos individuales, sino solo la diferencia de potencial entre dos electrodos conductores. Si la señal eléctrica en un electrodo se reduce a cero, los potenciales de los electrodos se igualan. Cabe recordar que los electrodos precordiales son esencialmente bipolares, ya que la terminal central no constituye en absoluto un potencial cero.[31,32] Existe un único final de la repolarización, que es el final común para todos los electrodos, cuando el campo eléctrico se disuelve y desaparecen todas las diferencias de potencial.
La presente investigación no pretende cuestionar el importante rol de la heterogeneidad electrofisiológica del músculo ventricular en la arritmogénesis.[33] Este estudio precisa que la magnitud de la dispersión de los parámetros que intervienen en la repolarizacion ventricular medidos en un ECG estándar y tras magnificaciones muy sustanciales debe ser explicada por las diferentes proyecciones del asa vectorial de la onda T y no un equivalente de la heterogeneidad de la repolarización.
Estos resultados tampoco refutan la evidencia de que estos parámetros, tal como se miden, puedan tener un valor predictivo positivo para identificar pacientes en riesgo, pero sí pone en duda su interpretación como medida de la dispersión de la duración de la repolarización. Contrariamente a las expectativas iniciales, la dispersión del intervalo QT no se convirtió en la herramienta clínica útil promocionada de la década de los 90. Es importante señalar que esta no se ha logrado posicionar como un marcador pronóstico con la misma importancia que la FEVI, la variabilidad de la FC y la FC en sí misma.[34,35]

CONCLUSIONES:

Mediante la aplicación de modernas técnicas de magnificación de los intervalos que contienen la repolarización ventricular, se minimizaron notablemente los valores de dispersión, lo que demostró la participación principal de la teoría vectorial en la ocurrencia de la dispersión del intervalo JT, Tpico-final y la onda T en corazones estructuralmente sanos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Day CP, McComb JM, Campbell RW. QT dispersion: an indication of arrhythmia risk in patients with long QT intervals. Br Heart J. 1990;63(6):342-4. doi: 10.1136/hrt.63.6.342. PMID: 2375895; PMCID: PMC1024518.
2. Calò L, Lanza O, Crescenzi C, Parisi C, Panattoni G, Martino A, et al. The value of the 12-lead electrocardiogram in the prediction of sudden cardiac death. Eur Heart J Suppl. 2023;25(Suppl C):C218-26. doi: 10.1093/eurheartjsupp/suad023. PMID: 37125292; PMCID: PMC10132628.
3. Malik M, Batchvarov VN. Measurement, interpretation and clinical potential of QT dispersion. J Am Coll Cardiol. 2000;36(6):1749-66. doi: 10.1016/s0735-1097(00)00962-1. PMID: 11092641.
4. Rautaharju PM. QT and dispersion of ventricular repolarization: the greatest fallacy in electrocardiography in the 1990s. Circulation. 1999;99:2476-8. doi:10.1161/circ.99.18.2476/c
5. Sahu P, Lim PO, Rana BS, Struthers AD. QT dispersion in medicine: electrophysiological holy grail or fool's gold? QJM. 2000;93(7):425-31. doi: 10.1093/qjmed/93.7.425. PMID: 10874051.
6. Zabel M, Franz MR. The electrophysiological basis of QT dispersion: global or local repolarization? Circulation. 2000;101(25):E235-6. doi: 10.1161/01.cir.101.25.e235. PMID: 10869276.
7. Issa Z, Miller JM, Zipes DP. Clinical arrhythmology and electrophysiology e-book: a companion to Braunwald's heart disease. 4th ed. Philadelphia: Elsevier; 2023. 1216 p. (Companion to Braunwald's Heart Disease Series).

8. Awan J, Wang Y. Differentially private Kolmogorov-Smirnov-type tests [Internet]. arXiv; 2023 [citado 3 oct 2026]. Disponible en: http://arxiv.org/abs/2208.06236 doi:10.48550/arXiv.2208.06236
9. Chen R, Lin T, Liu L, Liu J, Chen R, Zou J, Liu C, Natarajan L, Tang W, Zhang X, Tu X. A doubly robust estimator for the Mann Whitney Wilcoxon rank sum test when applied for causal inference in observational studies. J Appl Stat. 2024;51(16):3267-91. doi: 10.1080/02664763.2024.2346357. PMID: 39628859; PMCID: PMC11610351.
10. Mangeaud A, Cugno H, Molina MG, Panigo DE, Lozano NA, Sacco Ramello M, et al. ¿Cómo asociar variables cualitativas? Un procedimiento ordenado para utilizar pruebas Chi cuadrado de independencia y Regresión Logística. Rev. Methodo [Internet]. 2024 [citado 29 abr 2026];9(3):38-47. Disponible en: https://revistas.bibdigital.uccor.edu.ar/index.php/method/article/view/5979
11. Córdova Espinoza ML, Ponte Valverde SI, Panocca Orellana WJ, Zapillado Huanco OA, Armas Juá RA, Asnate Salazar EJ. Métodos estadísticos paramétricos y no paramétricos asistidos con Python y MATLAB [Internet]. 1º ed. Colonia (UY): Editorial Mar Caribe; 2025 [citado 29 abr 2026]. 104 p. Disponible en: https://editorialmarcaribe.es/ark:/10951/isbn:9789915698441
12. Nowak CP, Mütze T, Konietschke F. Group sequential methods for the Mann-Whitney parameter. Stat Methods Med Res. 2022;31(10):2004-20. doi: 10.1177/09622802221107103. PMID: 35698787; PMCID: PMC9523827.
13. Mérida DM. Comparaciones múltiples y riesgo de falsos positivos. Actualidad en farmacología y terapéutica [Internet]. 2025 [citado 29 abr 2026];23:52-52. Disponible en: https://www.socesfar.es/wp-content/uploads/2025/04/AFTV23N1-WEB.pdf
14. Trotta O, Jurado JC, Moreno G, Medesani L, Delgado L, Pozzer DL, et al. Registro multicéntrico de ablación con catéter en Argentina. Rev Fed Arg Cardio. 2025;54:118-27. doi:10.63600/we947053
15. Arana-Rueda E, Rubio-Campal JM, Campos B, Rodríguez-Entem F, Calvo D. Registro español de ablación con catéter. XXIV informe oficial de la Asociación del Ritmo Cardiaco de la Sociedad Española de Cardiología (2024). Rev Esp Cardiol. 2025;78:1088-99. doi:10.1016/j.recesp.2025.08.001
16. Ullah H, Khan IA, Sawar S, Khwajakhel R, Mansoor T. Age of tachycardia onset and clinical outcomes in AVNRT vs. Accessory pathway-mediated tachycardia. Pak Heart J. 2025;58:92-8. doi:10.47144/phj.v58i1.2860
17. Brugada J, Katritsis DG, Arbelo E, Arribas F, Bax JJ, Blomström-Lundqvist C, et al. 2019 ESC Guidelines for the management of patients with supraventricular tachycardia. The Task Force for the management of patients with supraventricular tachycardia of the European Society of Cardiology (ESC): Developed in collaboration with the Association for European Paediatric and Congenital Cardiology (AEPC). Eur Heart J. 2020;41(5):655-720. doi: 10.1093/eurheartj/ehz467. Erratum in: Eur Heart J. 2020;41(44):4258. doi: 10.1093/eurheartj/ehz827. PMID: 31504425.
18. Molina Cintra MC. Cambio demográfico en Cuba, una mirada desde la resiliencia demográfica. Revista Novedades en Población. [Internet] 2025 [citado 3 mayo 2026];21(42):225-50. Disponible en: https://observatorio.anec.cu/uploads/baa971e4-23e8-4882-84ad-337e601710c2.pdf
19. Boateng EB, Ampofo AG. A glimpse into the future: modelling global prevalence of hypertension. BMC Public Health. 2023 Oct 3;23(1):1906. doi: 10.1186/s12889-023-16662-z. PMID: 37789258; PMCID: PMC10546636.
20. NCD Risk Factor Collaboration (NCD-RisC). Worldwide trends in diabetes prevalence and treatment from 1990 to 2022: a pooled analysis of 1108 population-representative studies with 141 million participants. Lancet. 2024;404(10467):2077-2093. doi: 10.1016/S0140-6736(24)02317-1. Erratum in: Lancet. 2025;405(10485):1146. doi: 10.1016/S0140-6736(25)00620-8. PMID: 39549716; PMCID: PMC7616842.
21. Jayasooriya SM, Devereux G, Soriano JB, Singh N, Masekela R, Mortimer K, et al. Asthma: epidemiology, risk factors, and opportunities for prevention and treatment. Lancet Respir Med. 2025;13(8):725-38. doi:

10.1016/S2213-2600(24)00383-7. PMID: 40684789.
22. Manzolillo HS, Rivera-Rodríguez L, Manzano-Cabada J, Márquez-Murillo MF. Chapter 2 - How to measure the QT interval in your office. Pitfalls to avoid. En: Márquez-Murillo MF, editor. Electrocardiography of Channelopathies. Academic Press; 2025. p. 3-11. (Electrocardiography in Cardiac Practice). doi:10.1016/B978-0-443-22344-0.00002-4
23. Malik M, Batchvarov VN. Measurement, interpretation and clinical potential of QT dispersion. J Am Coll Cardiol. 2000;36(6):1749-66. doi: 10.1016/s0735-1097(00)00962-1. PMID: 11092641.
24. Kim E, Lee HY, Ye YM, Kim A. Large-scale analysis of age and sex effects on corrected QT and JT intervals: insights from hospital-based controls and moxifloxacin-treated cases. Clin Transl Sci. 2025;18(6):e70263. doi: 10.1111/cts.70263. PMID: 40450673; PMCID: PMC12126993.
25. Carmona-Puerta R, Chávez-González E, Padrón-Peña G, Cruz-Elizundia JM, Rodríguez-González F, Lorenzo-Martínez E. Uneven vectorial projection is the best explanation for QRS dispersion, not the asynchronic ventricular activation. J Electrocardiol. 2022;74:116-21. doi: 10.1016/j.jelectrocard.2022.09.008. PMID: 36183521.
26. Carmona Puerta R, Lorenzo Martínez E, Rabassa López-Calleja M, Padrón Peña G, Cruz Elizundia JM, Rodríguez González F, et al. Vectorial theory surpasses the local theory in explaining the origin of P-wave dispersion. J Electrocardiol. 2021;66:152-60. doi: 10.1016/j.jelectrocard.2021.04.015. PMID: 33962125.
27. Murray A, McLaughlin NB, Bourke JP, Doig JC, Furniss SS, Campbell RW. Errors in manual measurement of QT intervals. Br Heart_J [internet] 1994 [citado 6 mayo 2025]; 71:386-390.
28. Rodríguez-González F, Lorenzo-Martínez E, Ballesteros-Hernández M, Chávez-González E, Cruz-Elizundia JM, Hernández-Castellón AE, et al. QT interval dispersion can be consistently explained by the spatial hypothesis. J Electrocardiol. 2026;99:154455. doi: 10.1016/j.jelectrocard.2026.154455. PMID: 42753379.
29. Malik M, Batchvarov VN. Measurement, interpretation and clinical potential of QT dispersion. J Am Coll Cardiol. 2000;36(6):1749-66. doi: 10.1016/s0735-1097(00)00962-1. PMID: 11092641.
30. Kors JA, van Herpen G, van Bemmel JH. QT dispersion as an attribute of T-loop morphology. Circulation. 1999;99(11):1458-63. doi: 10.1161/01.cir.99.11.1458. PMID: 10086970.
31. Zabel M, Franz MR. The electrophysiological basis of QT dispersion: global or local repolarization? Circulation. 2000;101(25):E235-6. doi: 10.1161/01.cir.101.25.e235. PMID: 10869276.
32. Yeves A del M, De Giusti VC. Bases fisiológicas de la electrocardiografía. En: San Mauro MP, editor. Electrocardiografía y técnicas afines [Internet]. Editorial de la Universidad Nacional de La Plata (EDULP); 2025 [citado 3 oct 2026]. p. 17. (Libros de Cátedra). Disponible en: https://sedici.unlp.edu.ar/handle/10915/187643
33. Stoickov V, Radovanovic D, Deljanin-Iliic M, Prisic Z, Pavlovic M, Tasic I, *et al*. Sport-related differences in QT dispersion and echocardiographic parameters in male athletes. Sci Rep. 2026;18e1296 2023; 13(1):6770. doi: 10.1038/s41598-023-33957-8. PMID: 37185606; PMCID: PMC10130053.
34. Zhu Q. Single-Lead ECG Signal Collecting System Design. Theoretical and Natural Science. 2023; 4(1):287-92. doi: 10.54254/2753-8818/4/20220568
35. Ha ACT, Doumouras BS, Wang CN, Tranmer J, Lee DS. Prediction of sudden cardiac arrest in the general population: review of traditional and emerging risk factors. Can J Cardiol. 2022;38(4):465-78. doi: 10.1016/j.cjca.2022.01.007. PMID: 35041932.

CONTRIBUCIÓN DE LOS AUTORES:

Fernando Rodríguez González: conceptualización, investigación de campo, curación de datos, redacción del borrador original, aprobación de la versión final.

Raimundo Carmona Puerta, Elibet Chávez González, Marianela Ballesteros Hernández: supervisión de la investigación, validación de los resultados, revisión crítica del manuscrito.

Armando E. Hernández Castellón, Juan M. Cruz Elisundia: metodología, revisión y edición del manuscrito.

Elizabeth Álvarez.Guerra González: asesoría estadística, procesamiento y análisis de los datos, diseño metodológico, revisión del manuscrito.

